

#5



PATENT

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

*I hereby certify that this correspondence is being deposited with the U.S. Postal Service as first class mail in an envelope addressed to Commissioner of Patents and Trademarks, Washington, D.C. 20231 on March 28, 2001.*

Debbie Prout

Applicant : Daniel Flammang  
Application No. : 09/586,942  
Filed : June 2, 2000  
Title : ELECTRODE ARRANGEMENT  
Grp./Div. : 3737  
Examiner : N/A  
Docket No. : 39558/DBP/E43

LETTER FORWARDING CERTIFIED  
PRIORITY DOCUMENT

Assistant Commissioner for Patents  
Washington, D.C. 20231

Post Office Box 7068  
Pasadena, CA 91109-7068  
March 28, 2001

Commissioner:

Enclosed is a certified copy of German patent Application No. 199 25 854.6, which was filed on June 2, 1999, the priority of which is claimed in the above-identified application.

Respectfully submitted,

CHRISTIE, PARKER & HALE, LLP

By

D. Bruce Prout  
Reg. No. 20,958  
626/795-9900

DBP/djp

Enclosure: Certified copy of patent application  
DJP PAS338228.1-\* 3/28/01 3:51 PM

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 199 25 854.6

**Anmeldetag:** 2. Juni 1999

**Anmelder/Inhaber:** BIOTRONIK Meß- und Therapiegeräte  
GmbH & Co Ingenieurbüro Berlin, Berlin/DE

**Bezeichnung:** Elektrodenanordnung

**IPC:** A 61 N 1/36

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der  
ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 29. Juni 2000  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag

Hoiß

**Berlin**  
Patentanwälte  
European Patent Attorneys  
Dipl.-Ing. Henning Christiansen  
Dipl.-Ing. Joachim von Oppen\*  
Dipl.-Ing. Jutta Kaden  
\*nur Patentanwalt

Pacelliallee 43/45  
D-14195 Berlin  
Tel. +49-(0)30-841 8870  
Fax +49-(0)30-8418 8777  
mail@eisenfuhr.com

**Bremen**  
Patentanwälte  
European Patent Attorneys  
Dipl.-Ing. Günther Eisenführ  
Dipl.-Ing. Dieter K. Speiser  
Dr.-Ing. Werner W. Rabus  
Dipl.-Ing. Jürgen Brügge  
Dipl.-Ing. Jürgen Klinghardt  
Dipl.-Ing. Klaus G. Göken  
Jochen Ehlers  
Patentanwalt  
Dipl.-Ing. Mark Andres

Rechtsanwälte  
Ulrich H. Sander  
Sabine Richter

**Hamburg**  
Patentanwalt  
Dipl.-Phys. Frank Meier

Rechtsanwälte  
Christian Spintig  
Rainer Böhm

**München**  
Patentanwälte  
European Patent Attorneys  
Dipl.-Wirtsch.-Ing. Rainer Fritsche  
Lbm.-Chem. Gabriele Leißler-Gerstl  
Patentanwalt  
Dipl.-Chem. Dr. Peter Schuler

**Alicante**  
European Trademark Attorney  
Dipl.-Ing. Jürgen Klinghardt

Berlin, den 02. Juni 1999

Unser Zeichen: BB9186 JVO/gu

Anmelder/inhaber: BIOTRONIK Meß- und Therapiegeräte GmbH & Co.  
Ingenieurbüro Berlin

Amtsaktenzeichen: Neuanmeldung

BIOTRONIK Meß- und Therapiegeräte GmbH & Co. Ingenieurbüro Berlin, Woermannkehe 1, 12359 Berlin

---

### Elektrodenanordnung

---

Die Erfindung betrifft eine Elektrodenanordnung insbesondere zur intrakardialen Abgabe von Defibrillationsimpulsen im Atrium eines Herzens, mit einer Elektrodenleitung, die im Bereich ihres distalen Endes mehrere elektrisch leitfähige Oberflächenabschnitte als Elektroden aufweist, die über die Elektrodenleitung elektrisch mit einer elektrischen Impulse abgebenden Vorrichtung, wie einem Defibrillator, verbindbar sind.

Bestimmte Herzrhythmusstörungen, darunter insbesondere Herz- und Vorhofflimmern (ventrikuläre bzw. atriale Fibrillation), aber gegebenenfalls auch sich beschleunigende Tachykardien, die noch nicht in das Stadium der Fibrillation übergegangen sind, werden elektrotherapeutisch mit guten Erfolgsaussichten durch Zuführung kurzzeitiger elektrischer Impulse oder Schocks an das reizbare Herzgewebe behandelt.

Traditionell werden dabei, um mit hoher Sicherheit schnell einer Beendigung dieser lebensbedrohlichen Arrhythmien zu erreichen, relativ hohe Spannungen angewandt, und dem Herzgewebe hohe Energiebeträge zugeführt, was vielfach zu Gewebe

schädigungen und erheblichen Belastungen, wie Schmerzen, für den Patienten führt. Darüberhinaus erfordert die Bereitstellung dieser hohen Spannungen und Energien bei implantierbaren Geräten eine kostenaufwendige Realisierung mit speziellen Bau- und Isolationselementen besonders leistungsfähigen Batterien und Kondensatoren. Schließlich waren - und sind - großflächige Elektrodenanordnungen zur Übertragung der Kardioversionsenergie an das Herzgewebe im Gebrauch, deren Herstellung und Implantation hohen Aufwand erfordert.

Die Ausgestaltung von Kardiovertern bzw. Defibrillatoren (nachfolgend gemeinsam unter dem Begriff "Kardioverter" gefaßt) und der zugehörigen Elektrodenanordnungen hat zunehmenden Vervollkommenung erfahren. Dabei wurden zum einen zahlreiche technische Lösungen zu einer möglichst differenzierten Ermittlung und Bereitstellung der für die Kardioversion der speziellen vorliegenden Herzrhythmusstörungen erforderlichen Spannung und Energie sowie vorteilhafte Impulsformen und -folgen und zum anderen verschiedene Elektrodenanordnungen vorgeschlagen, die jeweils unter bestimmten Gesichtspunkten als vorteilhaft angesehen wurden. Tatsächlich sind wesentliche praktische Verbesserungen gelungen, die den breiten praktischen Einsatz implantierter Kardioverter bzw. Defibrillatoren und kombinierter Schrittmacher/Kardioverter gefördert haben.

Im Zuge dieser Entwicklung sind zunehmend verfeinerte und leistungsfähige endokardiale Defibrillations-Elektrodenleitungen beschrieben worden, die erhebliche Vorteile bei der Implantation und hinsichtlich der Operationsrisiken haben, vergleiche etwa WO/A-94/03233, EP-A 0 602 356 oder die ältere Anmeldung DE 196 26 352.2 der Anmelderin. Die Bemühungen gehen hierbei unter anderem dahin, durch das Vorsehen mehrerer und/oder großflächiger Elektroden auf einer endokardialen Leitung mit einem Kardioversionsschock größere Bereiche des Herzgewebes zu erfassen und den Wirkungsbereich endokardialer Elektrodenanordnungen damit dem von subkutanen bzw. epikardialen Flächenelektroden anzunähern.

Vor dem Hintergrund des Standes der Technik ist es die der Erfindung zugrundeliegende Aufgabe, eine Elektrodenanordnung anzugeben, die eine vorteilhafte Defibrillation zuläßt.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch eine Elektrodenanordnung der eingangs genannten Art gelöst, bei der die Elektrodenleitung im Elektroden tragenden Bereich ihres distalen Endes in mindestens zwei, jeweils Elektroden tragenden Zweige

aufspaltbar ausgebildet ist. Vorzugsweise weist die Elektrodenleitung dazu Aufspaltmittel in dem Elektroden tragenden Bereich am distalen Ende der Elektrodenleitung auf, die zum Aufspalten des Elektroden tragenden Bereiches ausgebildet sind und mit Betätigungsmitteln in Verbindung stehen, die am proximalen Ende der Elektrodenleitung angeordnet sind.

Eine derartige Aufspaltbarkeit des distalen Endes der Elektrodenleitung bietet eine Reihe vorteilhafter sowohl therapeutischer als auch diagnostischer Möglichkeiten, indem Elektroden beispielsweise an verschiedenen lateral versetzten Orten des Herzens platzierbar sind, ohne daß dazu zwei separate Elektrodenleitungen erforderlich sind. In diesem Zusammenhang wird eine Elektrodenanordnung besonders bevorzugt, deren elektrodentragender Bereich eine formgebende Struktur an mindestens einem der Zweige aufweist, die gleichzeitig mit oder nach dem Aufspalten aktivierbar und so ausgebildet ist, daß ein erster der Zweige eine Form als septaler Zweig und ein zweiter Zweig eine Form als lateraler Zweig zum Annehmen einer septalen bzw. einer lateralen Position im Atrium eines Herzens annimmt, so daß der septale Zweig und der laterale Zweig zumindest bereichsweise an der septalen bzw. der lateralen Wand des Atriums anliegen.

Eine solche Anordnung ermöglicht es, Elektroden auf einander gegenüberliegenden Seitenwänden des Herzens zu positionieren und beispielsweise derart bipolar anzusteuern, daß die anderen der gegenüberliegenden und paarweise einander zugeordneten Elektroden als Anode und Katode zur Abgabe von Spannungsimpulsen an das Myokard (Herzgewebe) des Atriums dienen können. Durch eine derartige Elektrodenanordnung wird insbesondere eine Schicht des Myokards stimuliert, die durch die beiden Elektroden definiert ist.

In einer Ausführungsvariante einer solchen Elektrodenanordnung weisen die Elektroden tragenden Zweige federnde Strukturen als formgebende Struktur bzw. Aufspaltmittel auf, die so vorgeformt sind, daß sie aufgrund von Federkräften ein Aufspalten der Elektroden tragenden Zweige bewirken. Die Betätigungsmittel können dann eine über die Elektrodenleitung bis zu deren distalem Ende oder in die Nähe reichende Schiebehülse umfassen, die am proximalen Ende der Elektrodenleitung Angriffsmittel zum Verschieben der Schiebehülse in Längsrichtung der Elektrodenleitung aufweist. Die Schiebehülse umfaßt die Elektroden tragenden Zweige am distalen Ende der Elektrodenleitung und hält diese bei gespannter Federstruktur nahe beieinander. In diesem Zustand kann die Elektrodenleitung beispielsweise bis in das Atrium oder auch das Ventrikel eines Herzens eingeführt werden. Anschlie-

ßend wird die Schiebehülse in Längsrichtung der Elektrodenleitung zurückgezogen und gibt die Elektroden tragenden Bereiche frei. Die Federmittel der Elektroden tragenden Bereiche bewirken dann, daß sich das distale Ende der Elektrodenleitung in die einzelnen Zweige aufspreizt. Es ergibt sich dann eine Elektrodenleitung, deren Elektroden tragende Zweige am distalen Ende vorzugsweise eine Form haben, daß einer der Zweige eine laterale Position im Atrium eines Herzens annimmt, und ein zweiter der Zweige eine septale Position einnimmt. Eine derartige Elektrodenform läßt eine frühzeitige und wirkungsvolle Defibrillation auch mit schwächeren Strömen als bisher üblich zu, so daß die Defibrillation mit geringeren Schmerzen für den Patienten verbunden ist.

Bevorzugt wird eine Elektrodenanordnung, deren formgebende Struktur eine Memory-Metallstruktur in mindestens einem der Zweige aufweist, die derart gestaltet ist, daß sie einen, durch ein Ereignis wie einen Temperaturwechsel auslösbaren, vorbestimmten Formwechsel durchführt, so daß sich nach dem Formwechsel die bevorzugte Form ergibt, die es erlaubt, daß sich die in das Atrium eines Herzens eingesetzten Zweige des distalen Endes der Elektrodenleitung in der beschriebenen Weise an die Wände des Atriums anlegen. Die Memory-Metallstruktur enthält vorzugsweise Titanium und entspricht den bekannten Memory-Metallstrukturen, die aufgrund ihrer Kristallstruktur zum sprunghaften Ändern ihrer Form, zum Beispiel bei einem Temperaturwechsel, geeignet sind. Zum Auslösen dieses Formwechsels können in die Zweige des distalen Endes der Elektrodenleitung vorzugsweise elektrische Heizelemente eingesetzt sein, die mit einer Stromquelle am proximalen Ende der Elektrodenleitung verbindbar sind, so daß durch Verbinden der elektrischen Heizelemente mit der Stromquelle der Formwechsel ausgelöst werden kann.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform sind die Zweige der Elektrodenleitung jeweils mit einer gleichen Anzahl von Elektroden versehen, wobei jede Elektrode eines Zweiges eindeutig einer Elektrode des anderen Zweiges zugeordnet ist. Vorzugsweise trägt jeder Zweig fünf bis sieben Elektroden. Mit einer derartigen Anordnung lassen sich fünf bis sieben der bereits angesprochenen, jeweils von den einander zugeordneten Elektroden definierten Schichten erzeugen, in denen das Myokard des Atriums stimuliert werden kann.

Insbesondere wird eine Elektrodenanordnung bevorzugt, bei der der elektrodentragende Bereich im distalen Ende der Elektrodenleitung in zwei Zweige aufspaltbar ist, die jeweils mit äquidistant angeordneten Elektroden versehen sind, wobei jede

Elektrode eines Zweiges einer Elektrode des anderen Zweiges zur Abgabe bipolarer Impulse paarweise zugeordnet ist. Diese Ausführungsvariante der Elektrodenanordnung beruht auf der Erkenntnis, daß bereits zwei paarweise einander zugeordnete Elektroden ausreichen, um eine Schicht im Atrium des Herzens zu definieren und durch Abgabe eines Spannungsimpulses im bipolaren Betrieb zwischen den beiden als Anode und Katode dienenden Elektroden zu stimulieren.

Besonders bevorzugt ist eine Elektrodenanordnung, bei der die Elektroden derart auf dem lateralen und septalen Zweig angeordnet sind, daß sie im Atrium eines Herzens solche Positionen einnehmen, daß durch jeweils zwei paarweise einander zugeordnete Elektroden definierte Schichten von dem Übergang der oberen Hohlvene des Herzens in dessen Atrium ausgehend parallel aufeinanderfolgend das Atrium unterteilend erzeugbar sind. Zu einer derartigen Anordnung der Elektroden gelangt man, wenn man durch das Atrium eines Herzens in einem Abstand von beispielsweise einem Zentimeter parallel zueinander verlaufende Schnitte legt, und an den Schnittpunkten der so gedachten Schnittflächen mit den an den Wänden des Atriums anliegenden Zweigen der Elektrodenleitung Elektroden vorsieht.

Eine derartige Elektrodenanordnung erlaubt es nach ihrer Einführung in das Atrium eines Herzens, dieses Schicht für Schicht entweder kaskadenartig zeitversetzt aufeinanderfolgend oder gleichzeitig mit bipolaren Spannungsimpulsen zu reizen und auf diese Weise mit einer äußerst geringen Stimulationsenergie eine Defibrillation zu erzielen. Dies bringt den großen Vorteil mit sich, daß die Defibrillation für den Patienten im wesentlichen schmerzfrei sein kann.

Die Elektroden sind vorzugsweise separat ansteuerbar und so gestaltet, daß sie sowohl zum Aufnehmen elektrischer Signale des Herzens als auch zur Abgabe elektrischer Impulse an das Herz geeignet sind. Mit einer derartigen Elektrodenanordnung läßt sich eine Vielzahl von Stimulationsmustern erzeugen, aber auch eine Vielzahl von Signalen und Symptomen erfassen, die zur genauen Bestimmung des optimalen Stimulationsmusters herangezogen werden können.

Die Elektroden sind vorzugsweise als Ring- oder Tipelektroden ausgebildet. Des weiteren haben die Elektroden eines Zweiges vorzugsweise jeweils einen Abstand von ca. einem Zentimeter zu der benachbarten Elektrode oder den benachbarten Elektroden.

Vorzugsweise weist die Elektrodenanordnung zusätzlich zu den bereits genannten

zwei oder mehr Zweigen einen weiteren Zweig auf, der zum Annehmen einer Position im Ventrikel des Herzens ausgebildet ist und mindestens eine Ventrikel-elektrode aufweist. Eine derartige Ventrikelelektrode erhöht die Zahl der Diagnose- und Therapiemöglichkeiten, indem die Ventrikelelektrode mit jeder einzelnen oder jeder Kombination der übrigen Elektroden kombinierbar ist.

Die Erfindung soll nun anhand von Ausführungsbeispielen mit Hilfe der Figuren näher erläutert werden. Diese zeigen:

- Fig. 1      das distale Ende einer Elektrodenleitung mit erfindungsgemäßer Elektrodenanordnung;
- Fig. 2      eine Elektrodenleitung gemäß Figur 1 eingesetzt in ein menschliches Herz;
- Fig. 3      eine vergrößerte Darstellung des in Figur 1 bezeichneten Ausschnitts;
- Fig. 4      eine alternative Ausführungsform zu der in Figur 1 dargestellten Elektrodenanordnung;
- Fig. 5      eine weitere alternative Ausführungsform der Elektrodenanordnung ohne Ventrikelelektrode;
- Fig. 6a     eine Prinzipdarstellung mechanischer Mittel zum Aufspalten des distalen  
und b     Endes einer Elektrodenleitung in zwei Zuständen;
- Fig. 7      eine Prinzipdarstellung alternativer Mittel zum Aufspalten des distalen  
              Endes der Elektrodenleitung.

Das in Figur 1 dargestellte distale Ende einer Elektrodenleitung 10 ist in drei Zweige aufgespalten, nämlich einen ventrikulären Zweig 12, einen septalen Zweig 14 und einen lateralen Zweig 16. Der ventrikuläre Zweig 12 weist an seinem freien Ende eine Einschraubspitze 20 zur Verankerung im Herzgewebe auf, sowie Abstandshalter 22, um das freie Ende des ventrikulären Zweiges 20 in einem vorbestimmten Abstand zum Herzgewebe (Myokard) zu halten. Außerdem ist der ventrikuläre Zweig 12 mit einer als Ventrikelelektrode 24 dienenden Ringelektrode ausgestattet. Der septale Zweig 14 und der laterale Zweig 16 weisen jeweils sechs zueinander äquidistant angeordnete Elektroden auf, die von leitenden Oberflächenabschnitten



der Zweige 14 und 16 gebildet werden. Die am freien Ende der beiden Zweige angeordneten Elektroden sind als Tipelektroden ausgebildet, während die mit Abstand von ca. einem Zentimeter jeweils auf die Tipelektroden und aufeinanderfolgenden übrigen Elektroden als Ringelektroden 32 ausgebildet sind. Jede der Elektroden ist individuell über entsprechende Signal- und Steuerleitungen 40 mit einer Vorrichtung zur Aufnahme von elektrischen Signalen und zur Abgabe von Spannungsimpulsen mit einem Defibrillator (nicht dargestellt) verbindbar.

Figur 2 zeigt die in Figur 1 abgebildete Elektrodenanordnung nach ihrem Einsetzen in ein menschliches Herz 50, genauer in dessen rechtes Atrium 52 und dessen rechtes Ventrikel 54. Der ventrikuläre Zweig 12 reicht in das Ventrikel 54 des Herzens 50. Das distale Ende des ventrikulären Zweiges 12 ist über die Einschraubspitze 20 im Herzgewebe (Myokard) fixiert und über die Abstandshalter 22 im vorbestimmten Abstand zum Myokard gehalten.

Der septale Zweig 14 und der laterale Zweig 16 liegen an den Wänden des Atriums 52 an, und zwar der septale Zweig 14 an der inneren, der Scheidewand oder dem Septum zugewandten Wand des Atriums und der laterale Zweig 16 an der äußeren Seitenwand des Atriums 52.

Wie aus Figur 3 hervorgeht, liegen die Elektroden 30 und 32 des septalen und des lateralen Zweiges 14 und 16 an den Seitenwänden des Atriums an. Die Tipelektroden der beiden Zweige 14 und 16 sowie die jeweils folgenden Ringelektroden 32 sind jeweils paarweise ihrem Pendant im jeweils anderen Zweig 14 oder 16 zugeordnet. Auf diese Weise bilden die Elektroden 30 und 32 jeweils Bipole, die im wesentlichen parallel zueinander angeordnet sind und sechs Schichten definieren, die das Atrium 54 in fünf identische Scheiben unterteilen, von denen jede einen Zentimeter hoch ist, beginnend am Übergang der oberen Körperhohlvene 56 zum Atrium 52 und von dort aus ca. fünf Zentimeter schräg nach unten reichend. Durch punktierte Linien sind die Schichten markiert, die von den Elektrodenpaaren definiert sind.

Den Figuren 2 und 3 ist zusätzlich ein in der Elektrodenleitung 10 geführter Verstelldraht 60 zu entnehmen, der der Winkelverstellung der Abstandshalter 22 und damit zur Einstellung des Myokard-Abstandes der Elektrode 24 dient.

Figur 4 zeigt eine Alternative zu der in den Figuren 1 und 3 abgebildeten Ausbildung des distalen Endes der Elektrodenleitung. Bei der in Figur 4 abgebildeten

Elektrodenleitung 10' ist der laterale Zweig 16 genauso ausgeführt wie in den Figuren 1 bis 3. Der septale Zweig 14' ist jedoch verlängert und geht direkt in den ventrikulären Zweig 12' über. Um bei der in Figur 4 abgebildeten Elektrodenanordnung eine ähnliche Konfiguration zu erzielen, wie bei derjenigen in den Figuren 1 bis 3, weist der septale Zweig 14' anstelle einer Tipelektrode eine weitere Ringelektrode 32' auf. Im übrigen ist die Anordnung der zur Lage im Atrium bestimmten Elektroden 30' und 32' im wesentlichen die gleiche wie bei der Anordnung gemäß Figur 1.

Figur 5 zeigt eine vereinfachte Elektrodenleitung 10'', die keinen ventrikulären Zweig besitzt und im übrigen der in den Figuren 1 bis 3 abgebildeten Elektrodenanordnung entspricht.

Um das distale Ende der Elektrodenleitung 10, 10' oder 10'' über die Hohlvene in das Atrium und den Ventrikel des Herzens einführen zu können, sind Mittel vorgesehen, die es ermöglichen, die Zweige 12, 14 und 16 während des Einführens dicht aneinanderliegend zu halten, sowie eine formgebende Struktur, die das Aufspalten der Zweige nach dem Einführen ermöglichen.

Die Figuren 6a und 6b zeigen skizzenhaft mechanische Mittel zum Aufspalten des distalen Endes der Elektrodenleitung 10 nach dem Einführen in ein Herz. Diese mechanischen Mittel umfassen eine in Längsrichtung der Elektrodenleitung verschiebbare Schiebehülse 70 sowie eine formgebende Struktur 72 in Form eines Federelementes. Das Federelement 72 ist so vorgeformt, daß es aufgrund von Federkräften ein Aufspalten der elektrodentragenden Zweige 14 und 16 bewirkt. Während des Einführens der Elektrodenleitung 10 umfaßt die Schiebehülse 70 die elektrodentragenden Zweige am distalen Ende der Elektrodenleitung 10 und hält diese bei gespannter Federstruktur 72 nahe beieinander. Nach dem Einführen wird die Schiebehülse 70 in Längsrichtung der Elektrodenleitung 10 zurückgezogen und gibt die elektrodentragenden Zweige frei. Das Federelement 72 bewirkt dann, daß die einzelnen Zweige ihre vorgegebene Form annehmen, so daß sich das distale Ende der Elektrodenleitung in die einzelnen Zweige aufspreizt.

Figur 7 zeigt eine alternative Ausführungsform der Aufspaltmittel und der formgebenden Struktur. Bei der in Figur 7 dargestellten Ausführungsform besteht die formgebende Struktur 74 aus einer Memory-Metallstruktur, die durch Erwärmen über eine bestimmte Temperatur einen Formwechsel durchführt. Um solch einen Formwechsel auszulösen, sind in der Nähe der Memory-Metallstruktur 74 elek-

trische Heizelemente 76 vorgesehen, die über mit Schaltern 78 versehene Leitungen 80 mit einer Stromquelle 82 verbunden sind. Das Schließen der Schalter 78 kann durch das Erwärmen der elektrischen Heizelemente 76 über die zum sprunghaften Formwechsel der Memory-Metallstruktur 74 erforderliche Temperatur ausgelöst werden.

### Patentansprüche

1. Elektrodenanordnung insbesondere zur intrakardialen Abgabe von Defibrillationsimpulsen im Atrium eines Herzens, mit einer Elektrodenleitung (10), die im Bereich ihres distalen Endes mehrere elektrisch leitfähige Oberflächenabschnitte als Elektroden (30, 32) aufweist, die über die Elektrodenleitung (10) elektrisch mit einer elektrischen Impulse abgebenden Vorrichtung wie einem Defibrillator verbindbar sind, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrodenleitung (10) im elektrodentragenden Bereich ihres distalen Endes in mindestens zwei, jeweils elektrodentragende Zweige (12, 14, 16) aufspaltbar ausgebildet ist.
2. Elektrodenanordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der elektrodentragende Bereich am distalen Ende der Elektrodenleitung (10) Aufspaltmittel (70; 74) aufweist, die zum Aufspalten des elektrodentragenden Bereiches ausgebildet sind und die mit Betätigungsmitteln (72; 76) in Verbindung stehen, die am proximalen Ende der Elektrodenleitung angeordnet sind.
3. Elektrodenanordnung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der elektrodentragende Bereich eine formgebende Struktur (70; 74) in mindestens einem der Zweige aufweist, die gleichzeitig mit oder nach dem Aufspalten aktivierbar und so ausgebildet ist, daß ein erster der Zweige eine Form als septaler Zweig und ein zweiter Zweig eine Form als lateraler Zweig zum Annehmen einer septalen und einer lateralen Position im Atrium eines Herzens annimmt.
4. Elektrodenanordnung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die formgebende Struktur eine Memory-Metallstruktur (74) in mindestens einem der Zweige (14, 16) aufweist, die derart gestaltet ist, daß sie einen, durch ein Ereignis wie einen Temperaturwechsel auslösbaren, vorbestimmten Formwechsel durchführt.
5. Elektrodenanordnung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Memory-Metallstruktur (74) Titan enthält.

6. Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Zweige (14, 16) jeweils mit einer gleichen Anzahl von Elektroden (30, 32) versehen sind, wobei jede Elektrode (30, 32) eines Zweiges (14; 16) eindeutig einer Elektrode (30, 32) des anderen Zweiges (16; 14) zugeordnet ist.
7. Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß jeder Zweig (14, 16) 5 bis 7 Elektroden trägt.
8. Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß der elektrodenträgende Bereich am distalen Ende der Elektrodenleitung (10) in zwei Zweige (14, 16) aufspaltbar ist, die jeweils mit äquidistant angeordneten Elektroden (30, 32) versehen sind, wobei jede Elektrode (30, 32) eines Zweiges (14; 16) einer Elektrode (30, 32) des anderen Zweiges (16; 14) zur Abgabe bipolarer Impulse paarweise zugeordnet ist.
9. Elektrodenanordnung nach Anspruch 3 und 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (30, 32) derart auf dem lateralen und dem septalen Zweig (16, 14) angeordnet sind, daß sie im Atrium (52) eines Herzens (50) solche Positionen annehmen, daß durch jeweils zwei paarweise einander zugeordnete Elektroden (30, 32) definierte Schichten von dem Übergang der oberen Hohlvene des Herzens in dessen Atrium (52) ausgehend parallel aufeinanderfolgend das Atrium (52) unterteilend erzeugbar sind.
10. Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden als Tip- (30) oder Ringelektroden (32) ausgebildet sind.
11. Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (30, 32) eines Zweiges jeweils einen Abstand von ca. einem Zentimeter zu der benachbarten Elektrode (30, 32) oder zu den benachbarten Elektroden (30, 32) haben.
12. Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, gekennzeichnet durch einen zusätzlichen Zweig (12), der zum Annehmen einer Position im Ventrikel (54) ausgebildet ist und mindestens eine Ventrikelelektrode (24) aufweist.

### Zusammenfassung

Elektrodenanordnung insbesondere zur intrakardialen Abgabe von Defibrillationsimpulsen im Atrium eines Herzens, mit einer Elektrodenleitung, die im Bereich ihres distalen Endes mehrere elektrisch leitfähige Oberflächenabschnitte als Elektroden aufweist, die über die Elektrodenleitung elektrisch mit einer elektrischen Impulse abgebenden Vorrichtung wie einem Defibrillator verbindbar sind, wobei die Elektrodenleitung im elektrodentragenden Bereich ihres distalen Endes in mindestens zwei, jeweils elektrodentragende Zweige aufspaltbar ausgebildet ist.

(Fig. 1)

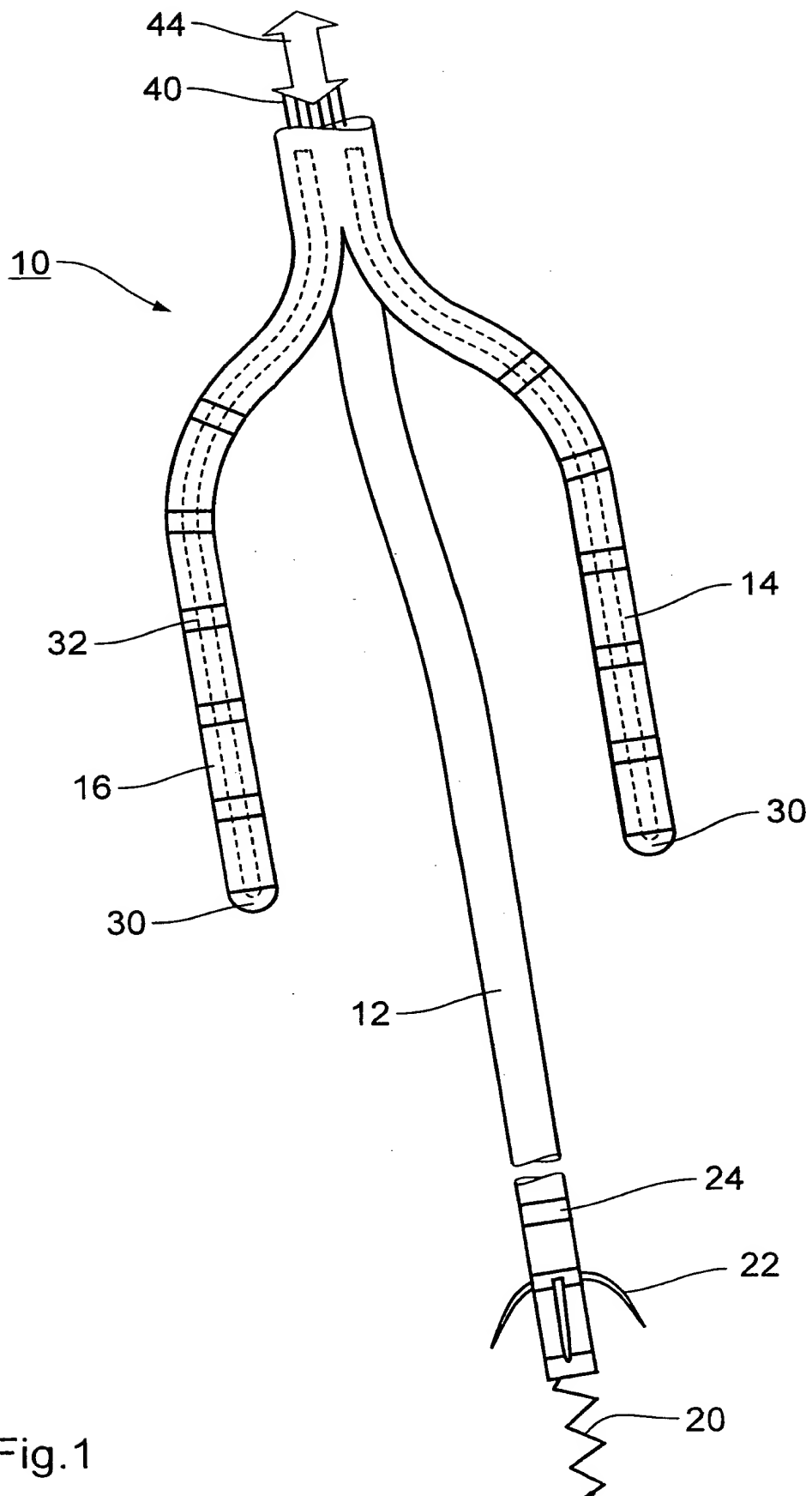


Fig.1

1/8

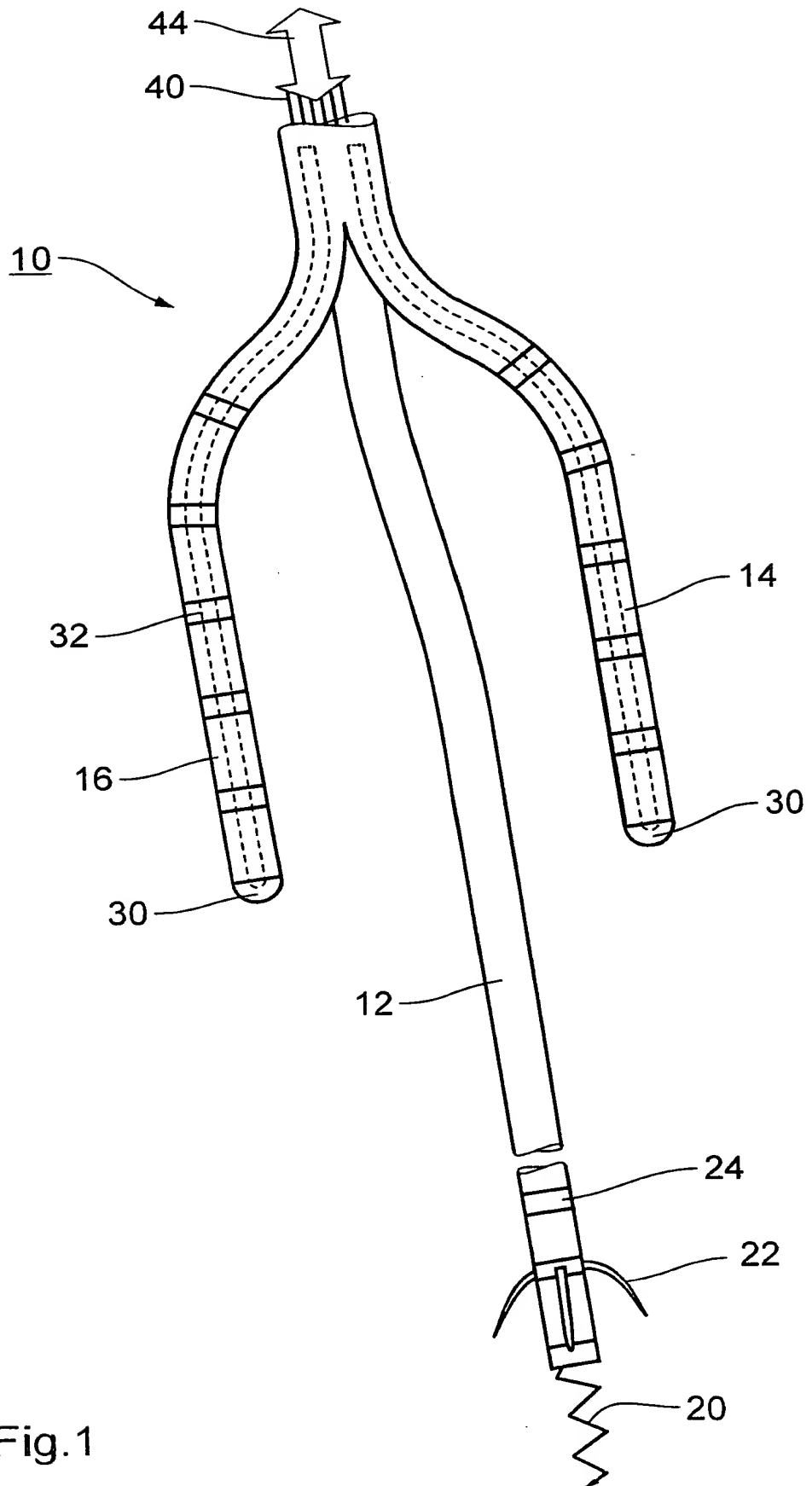


Fig.1



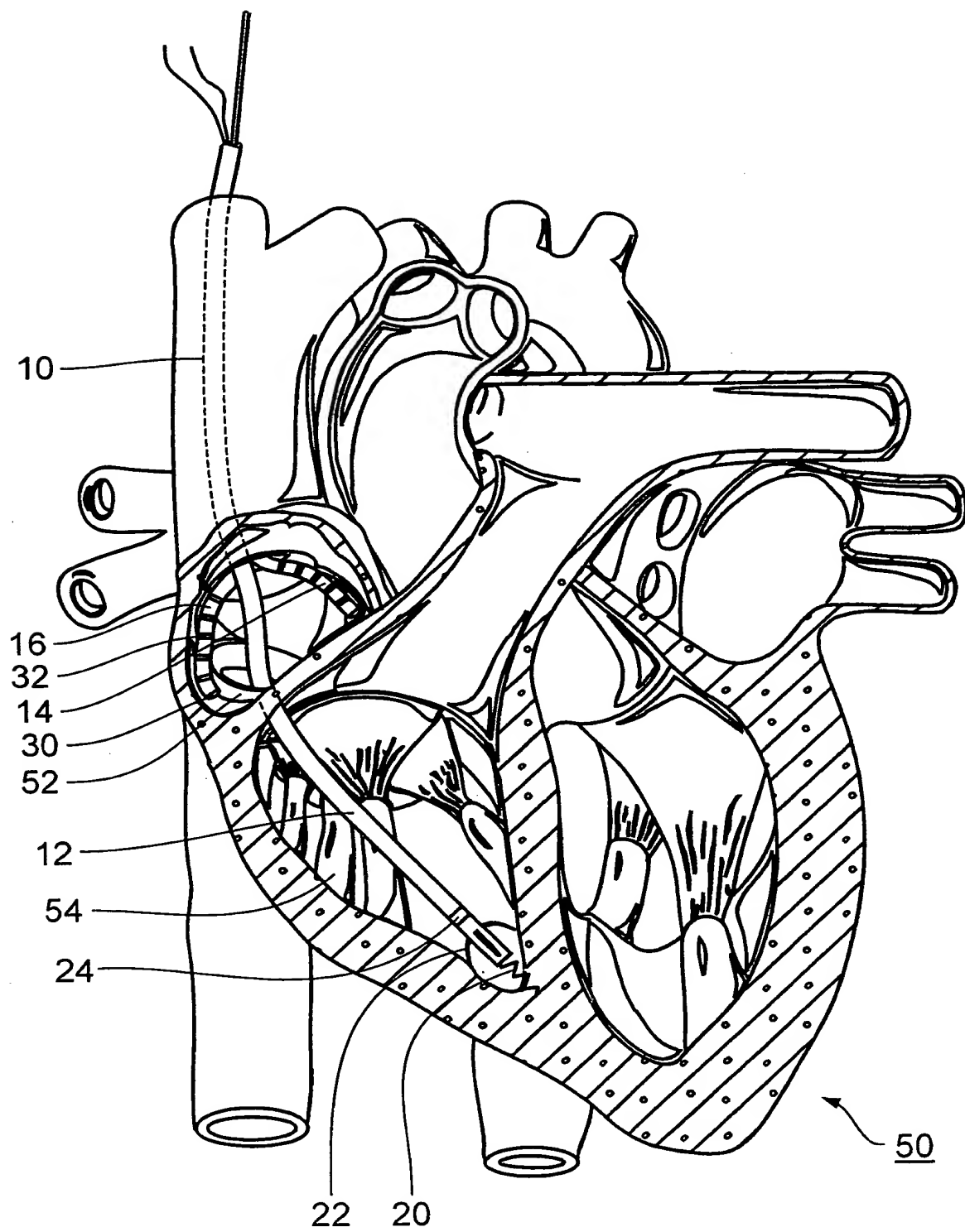


Fig.2

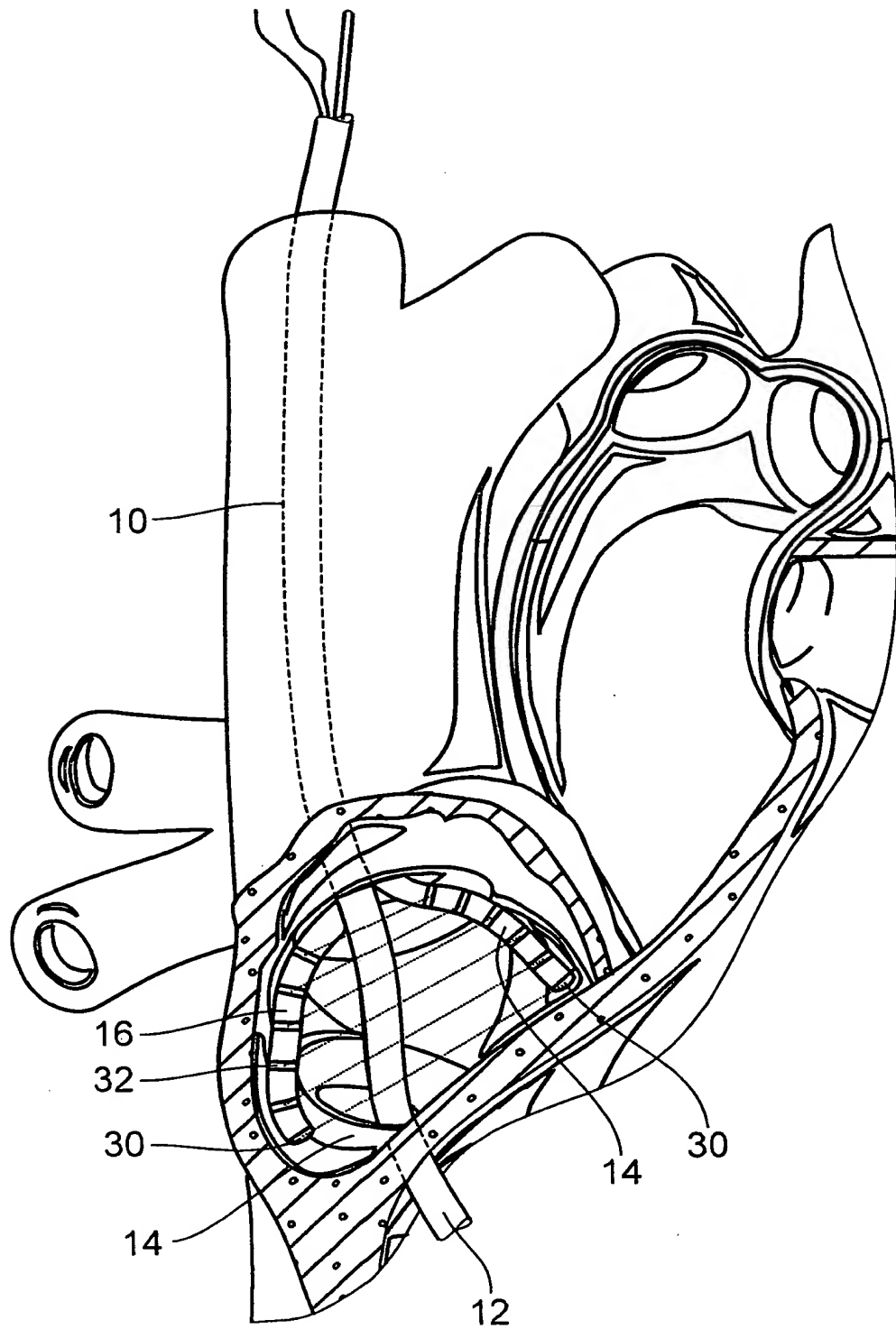


Fig.3

4/8

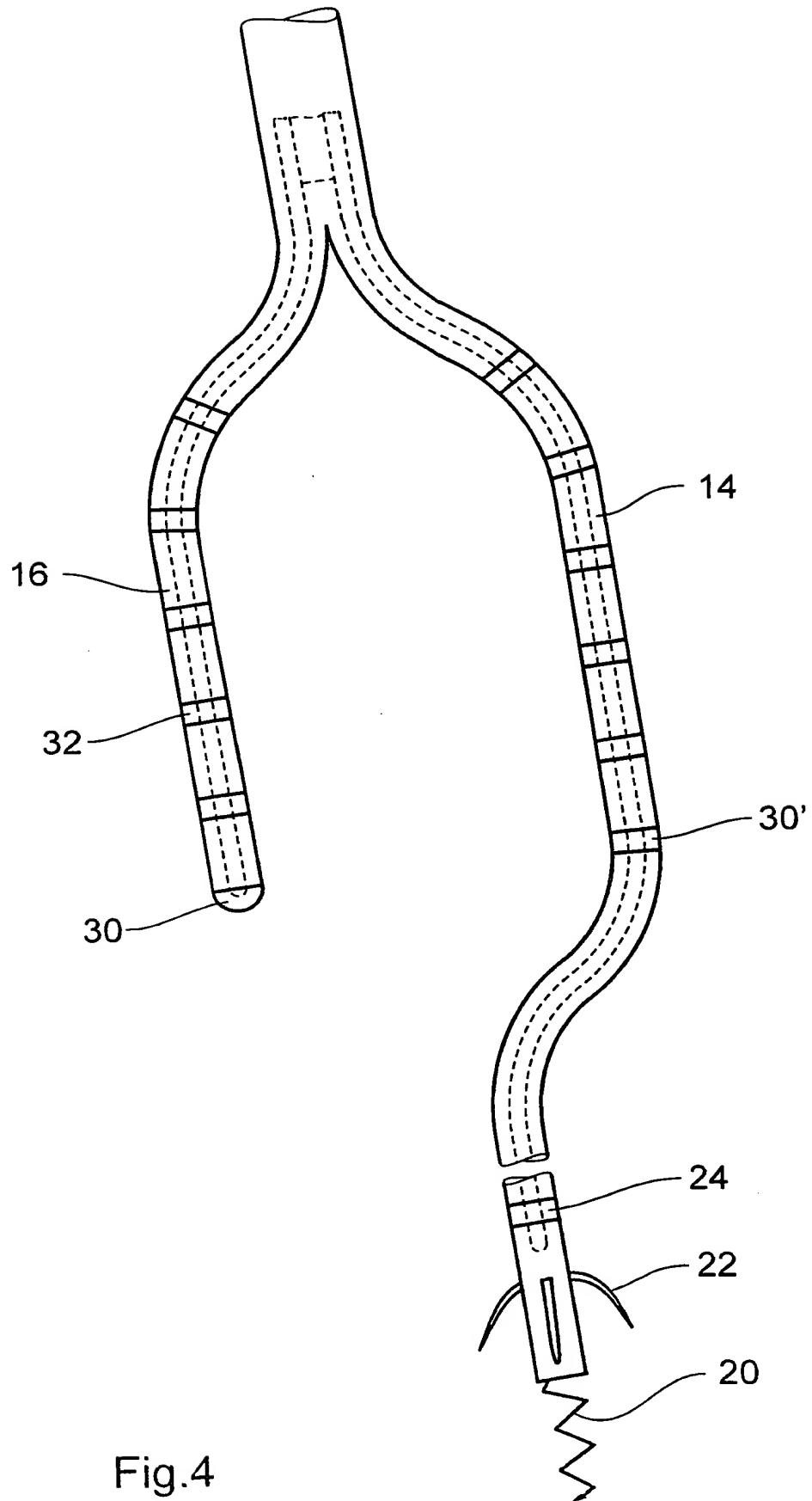


Fig.4

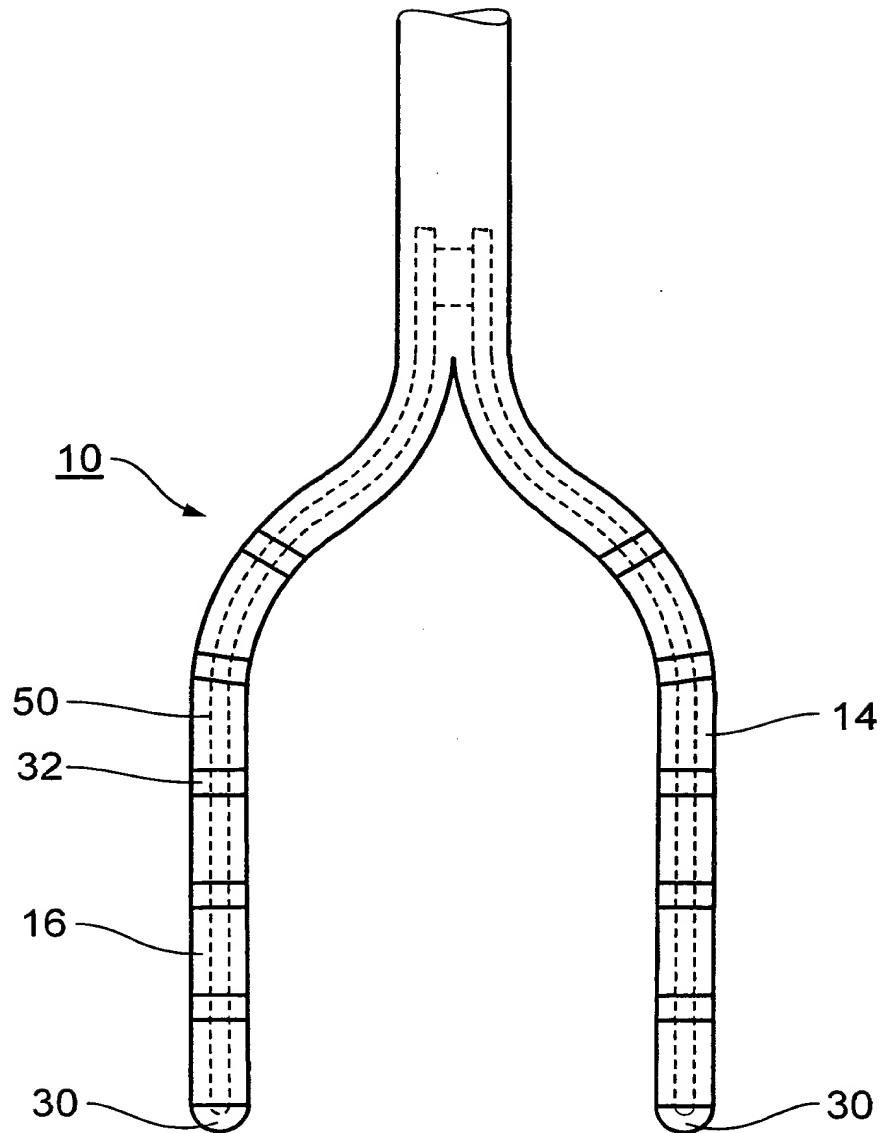


Fig.5

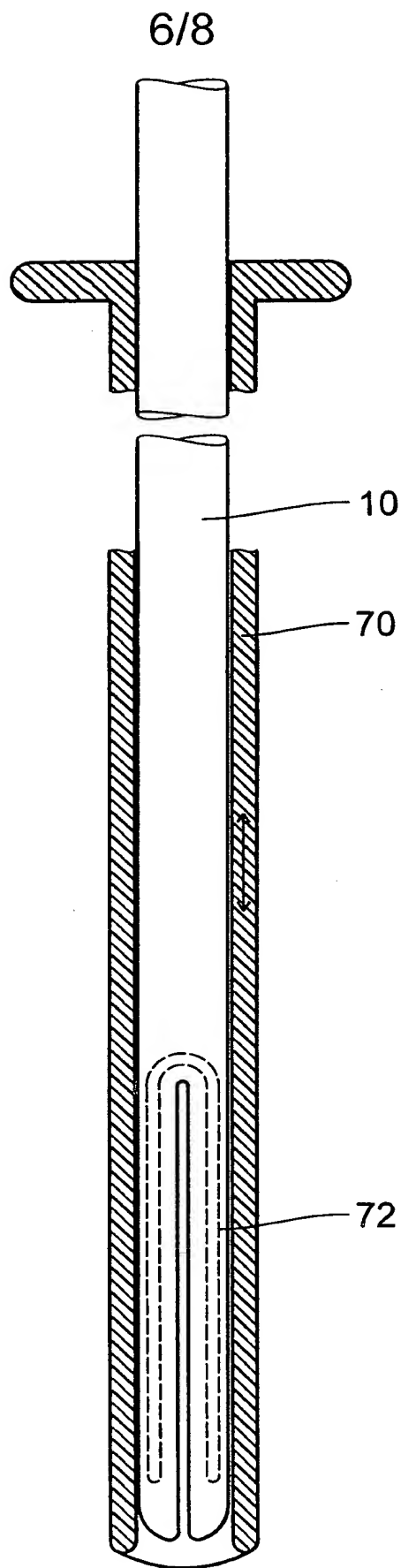


Fig.6a

7/8

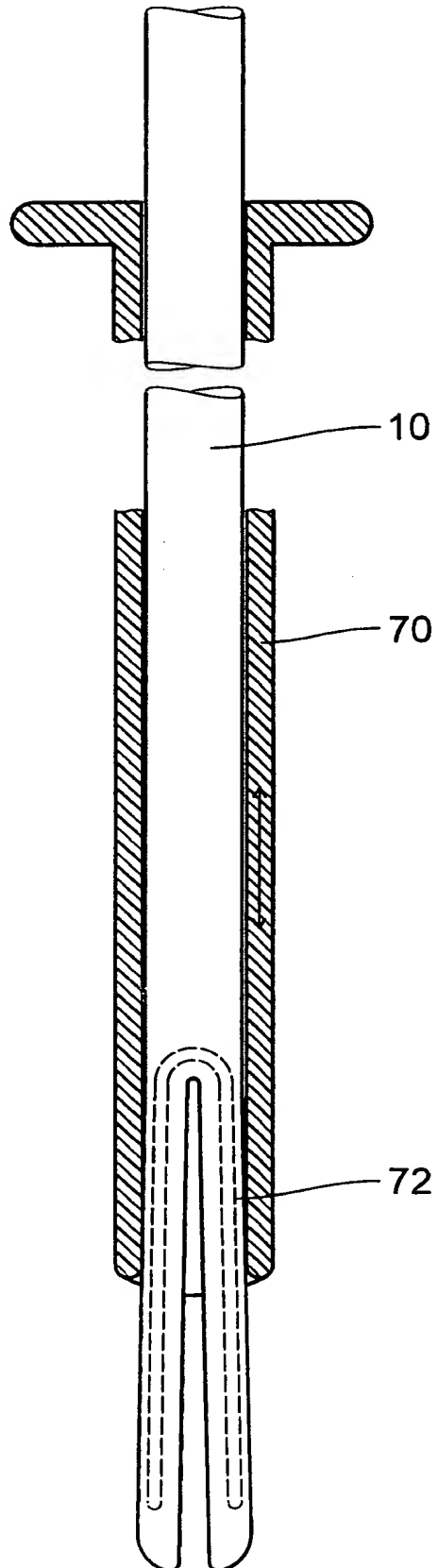


Fig.6b

8/8

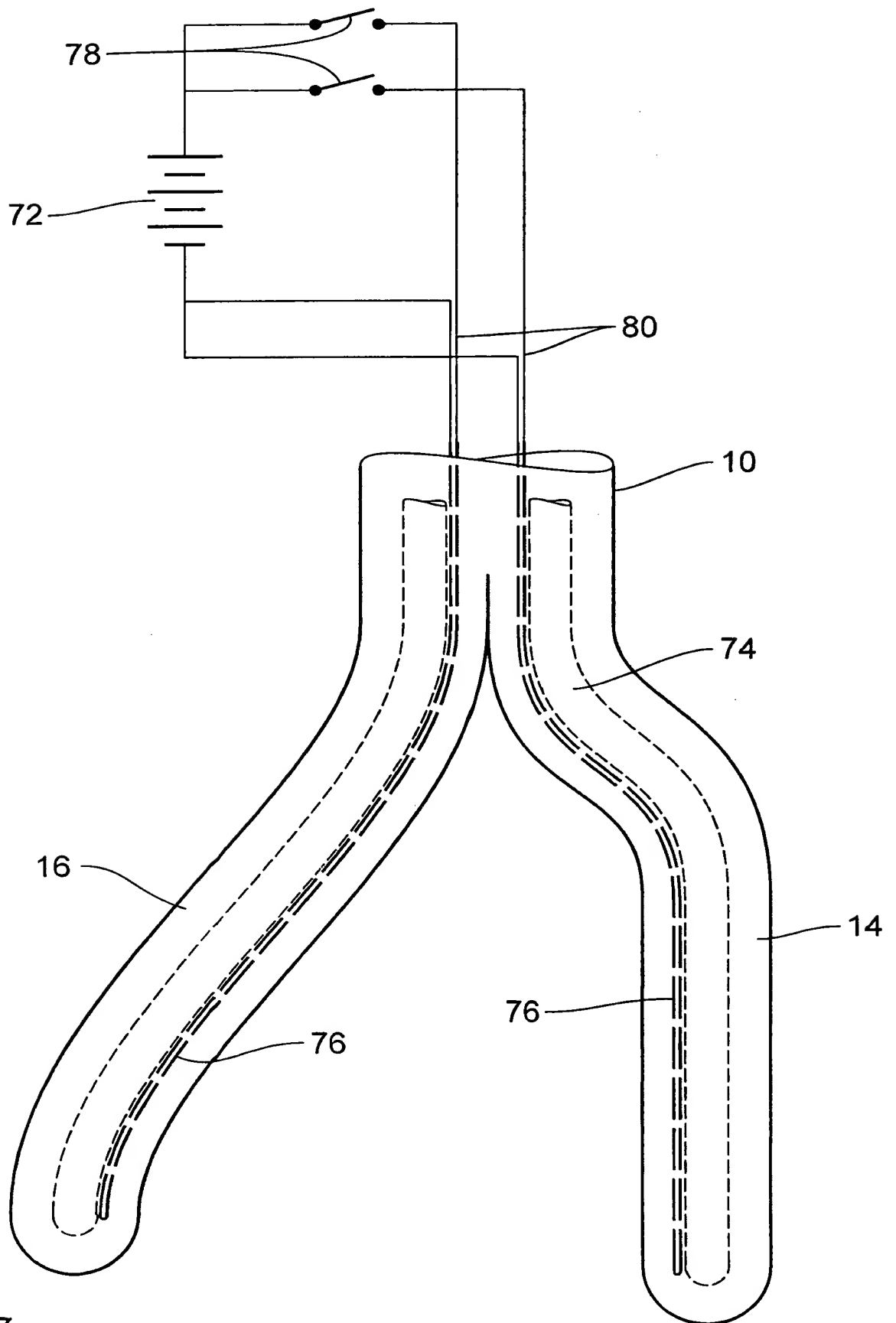


Fig.7